

(12)特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2004 年 6 月 3 日 (03.06.2004)

PCT

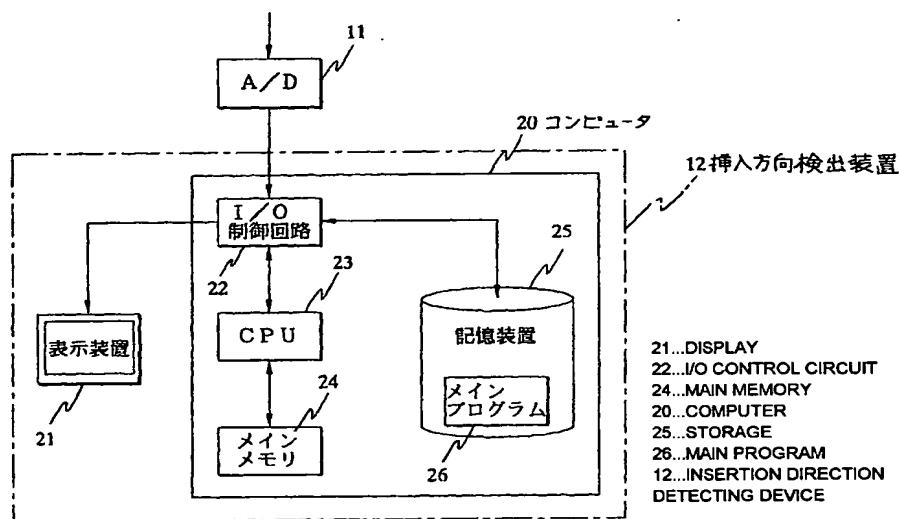
(10) 国際公開番号
WO 2004/045397 A1

- (51) 国際特許分類: A61B 1/00 千 151-0072 東京都 渋谷区 幡ヶ谷二丁目 4 3 番 2 号 Tokyo (JP).
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2003/014711
- (22) 国際出願日: 2003 年 11 月 19 日 (19.11.2003)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2002-337001
2002 年 11 月 20 日 (20.11.2002) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP];
- (72) 発明者; および
- (73) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 長谷川 潤 (HASEGAWA, Jun) [JP/JP]; 千 191-0016 東京都 日野市 神明三丁目 1 9 番 3 号 Tokyo (JP). 野波 徹緒 (NONAMI, Tetsuo) [JP/JP]; 千 191-0041 東京都 日野市 南平二丁目 7 0 番 2 4 号 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 伊藤 進 (ITO, Susumu); 千 160-0023 東京都 新宿区 西新宿七丁目 4 番 4 号 武蔵ビル Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (国内): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT,

[続葉有]

(54) Title: ENDOSCOPE INSERTION DIRECTION DETECTING DEVICE, ENDOSCOPE INSERTION DIRECTION DETECTING SYSTEM, AND ENDOSCOPE INSERTION DIRECTION DETECTING METHOD

(54) 発明の名称: 内視鏡挿入方向検出装置、内視鏡挿入方向検出システム及び内視鏡挿入方向検出方法



(57) Abstract: An endoscope insertion direction detecting device comprises pixel extracting means for extracting a pixel of a pre-determined density value from each region of an endoscope image inputted from an image input/output control circuit, region shape estimating means for determining the shape of each region of the endoscope image on the basis of the continuity of the distribution of the pixels of the predetermined density, and insertion direction determining means for determining the direction of insertion of the endoscope into the body cavity with reference to the determined shape. With such a simple constitution for displaying the insertion direction and the endoscope image, the direction of the body cavity is determined with high reliability.

(57) 要約: 画像入力/出力制御回路から入力された内視鏡画像の領域毎に、所定の濃度値の画素を抽出する画素抽出手段と、この所定の濃度値の画素の分布の連続性に基づき内視鏡画像の領域の形状を求める領域形状推定手段と、この求められた形状から内視鏡の体腔内への挿入

[続葉有]

WO 2004/045397 A1



LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NI, NO,
NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK,
SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC,
VN, YU, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国 (広域): ARIPO 特許 (BW, GH, GM, KE, LS,
MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア特
許 (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッ
パ特許 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI,
FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK,

TR), OAPI 特許 (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ,
GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される
各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語
のガイダンスノート」を参照。

明細書

内視鏡挿入方向検出装置、内視鏡挿入方向検出システム及び内視鏡挿入方向検出方法

技術分野

本発明は、構造が複雑に屈曲している体腔内に内視鏡挿入部を挿入する際、それら体腔内の形状に応じた挿入方向を検出する内視鏡挿入方向検出装置、内視鏡挿入方向検出システム及び内視鏡挿入方向検出方法に関する。

背景技術

従来、細長い可撓性を有する挿入部を体腔内に挿入して、体腔内を観察したり、あるいは、必要に応じて体腔内部位組織の採取や治療などを行う内視鏡装置が広く用いられている。

これら内視鏡装置は、挿入部を体腔内に挿入する際には、観察される内視鏡画像から体腔内の形状と挿入方向を判断して挿入操作するために、操作者の習熟度が求められている。例えば、大腸の内視鏡検査において、大腸は形状が複雑で、管腔も狭く個人差があると共に、屈曲する部位（シグモド、肝湾曲、脾湾曲等）や腸壁及び襞（ひだ、fold）に接近すると挿入方向の判断が難しく、高度な挿入操作技術と習熟度が必要となる。

このように従来の内視鏡は、高度な操作技術と習熟度が要求されることから、内視鏡挿入方向である管腔方向を表示できる内視鏡挿入方向検出装置が提案されている。

例えば、内視鏡画像の特徴量の変化率の勾配を予め設定した基準値と比較し、その勾配の変化が所定以上あるところを不連続点として抽出した対象画像を生成し、この形成された対象画像を複数の領域に分割して、この分割された各々の領域の画像に対して修正ハフ変換を用いて線セグメント候補を抽出し、この抽出された線セグメント候補に対し、予め設定した線セグメント判断基準に基づいた知覚的グループ分けを行って最適な線セグメント候補を抽出し、更にこの最適線セグメント情報を子ノードとして複数の子ノードの線セグメント数の和を親ノードの縞セグメントとすることを繰り返して最多線セグメントを有

する子ノードを順次選択し、その結果得られた小領域を線セグメントの開始セグメントとして連結し、この連結された線セグメントのパターン情報に基づいて奥側に位置する方向の候補を選択して内視鏡の挿入方向を決定する内視鏡挿入方向検出方法が提案されている（例えば、日本国特許第 2 6 8 0 1 1 1 号公報参照）。

また、従来の内視鏡挿入方向検出方法としては、内視鏡画像の R 画像上に M 個のサンプリング画素を設定して、その各々のサンプリング画素の明暗勾配方向を得るための勾配ベクトル算出と、この勾配ベクトルから管腔方向算出とにより、その算出された管腔方向を内視鏡画像に重畳表示させた矢印で示す検出方法が日本国特許公開 2 0 0 3 - 9 3 3 2 8 号公報にて提案されている。

前記日本国特許第 2 6 8 0 1 1 1 号公報にて提案されている内視鏡挿入方向検出方法は、エッジを抽出した大腸内視鏡画像を複数の領域に分割し、修正ハフ変換により各領域の管腔方向を検出するのに有効なエッジを検出し、検出したエッジを連結することによりひだの形状を求めて管腔方向を推定する為、処理が複雑になりリアルタイムでの処理が難しくなる。

また、前記日本国特許公開 2 0 0 3 - 9 3 3 2 8 号公報にて提案されている内視鏡挿入方向検出方法は、大腸内視鏡画像のハレーションを抽出、細線化した形状をサンプリングし、そのサンプリングした 2 点から得られる線分の垂直 2 等分線を求め、得られた複数の垂直 2 等分線が集積する位置から管腔方向を推定する為、垂直 2 等分線が 1 点に集積しない場合が生じると管腔位置を求めることができない問題がある。

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、簡素な構成で、確実に管腔方向を検出可能とする内視鏡挿入方向検出装置、内視鏡挿入法光検出システム及び内視鏡挿入法光検出方法の提供を目的としている。

発明の開示

本発明の内視鏡挿入方向検出装置は、体腔内に挿入された内視鏡より内視鏡画像を入力する画像入力手段と、前記画像入力手段により入力された前記内視鏡画像より所定の濃度値の画素を抽出する画素抽出手段と、前記画素抽出手段により抽出された前記所定の濃度

値の画素の分布の連続性に基づき特定の領域の形状を求める領域形状推定手段と、前記領域形状推定手段により求められた形状から前記内視鏡の前記体腔内への挿入方向を決定する挿入方向決定手段と、を備えたことを特徴としている。

本発明の内視鏡挿入方向検出装置により、内視鏡画像から体腔の挿入方向を確実に高精度に検出でき、その検出された挿入方向を内視鏡画像と共に表示させることで、内視鏡検査経験に左右されることなく速やかな内視鏡操作が可能となる。

内視鏡挿入方向検出システムは、体腔内に挿入される内視鏡によって撮像生成された内視鏡画像を複数の領域に分割する内視鏡画像領域分割手段と、この内視鏡画像領域分割手段で分割した複数の領域毎の画素から得られる値を閾値と比較して、閾値以上の画素分布を抽出する画素抽出手段と、管腔位置候補領域を設定する管腔位置候補領域設定手段と、この管腔位置候補領域設定手段で設定した管腔位置候補領域から前記内視鏡画像領域に対して、半径の異なる複数の円を設定し、この複数の円内に配置される前記画素抽出手段で抽出した閾値以上の画素分布から管腔方向を推定する管腔方向推定手段と、この管腔方向推定手段で推定した管腔方向から前記管腔位置候補領域に内視鏡挿入方向を決定する挿入方向決定手段と、この挿入方向設定手段で設定された内視鏡挿入方向を基に内視鏡画像と共に挿入方向を表示させる挿入方向表示手段と、を備えたことを特徴とする。

内視鏡挿入方向検出方法は、内視鏡画像を入力する画像入力手段と、前記画像入力手段から入力された内視鏡画像において、高い濃度値を有する画素を抽出する画素抽出手段と、前記画素抽出手段で抽出した画素に対して、特定領域内に存在する画素を選択する画素選択手段と、前記画素選択手段で選択された画素と、前記特定領域の形状に基づき内視鏡の挿入方向を決定する挿入方向決定手段と、前記挿入方向決定手段で決定された挿入方向を表示する表示手段と、を備えたことを特徴とする。

図面の簡単な説明

図 1 は、本発明実施の形態に係る内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。

図 2 は、本発明実施の形態に係る内視鏡装置の管腔内への挿入操作を説明する説明図。

図 3 は、本発明の第 1 の実施形態である内視鏡挿入方向検出装置の構成を示すブロック

図。

図 4 は、本発明実施の形態に係る内視鏡を管腔内の屈曲部へ挿入した状態を説明する説明図。

図 5 は、本発明実施の形態に係る内視鏡装置で撮像した管腔内の撮像画像を説明する説明図。

図 6 は、本発明実施の形態に係る内視鏡装置で撮像した管腔内の撮像画像を説明する説明図。

図 7 は、本発明の第 1 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置の動作を説明するフローチャート。

図 8 は、本発明の第 1 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像を複数領域への分割例を説明する説明図。

図 9 は、本発明の第 1 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像の周辺に設定する管腔の候補領域を説明する説明図。

図 10 は、本発明の第 1 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像から管腔方向の設定動作を説明する説明図。

図 11 は、本発明の第 1 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像から管腔の候補領域から挿入方向の決定動作を説明する説明図。

図 12 は、本発明の第 1 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置で検出された内視鏡挿入方向を内視鏡画像と併設表示例を説明する説明図。

図 13 は、本発明の第 2 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像からハレーション位置検出を説明する説明図。

図 14 は、本発明の第 2 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡挿入方向検出を説明する説明図。

図 15 は、本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置の撮像画像を説明する説明図。

図 16 は、本発明の第 3 の実施形態に係るに内視鏡挿入方向検出装置の動作を説明するフローチャート。

図 17 は、本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像からエッジ検出を説明する説明図。

図 18 は、本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像からエッジ方向の分類を説明する説明図。

図 19 は、本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像から抽出されたエッジの分布を説明する説明図。

図 20 は、本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像から管腔候補領域を説明する説明図。

図 21 は、本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像から管腔候補領域の選定処理を説明する説明図。

図 22 は、本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像から管腔挿入方向の設定を説明する説明図。

発明を実施するための最良の形態

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について詳細に説明する。本発明に係る内視鏡挿入方向検出装置の第 1 の実施形態を図 1 乃至図 12 を用いて説明する。

図 1 は本発明実施の形態に係る内視鏡装置の全体構成を示すブロック図、図 2 は本発明実施の形態に係る内視鏡装置の管腔内への挿入操作を説明する説明図、図 3 は本発明の第 1 の実施形態である内視鏡挿入方向検出装置の構成を示すブロック図、図 4 は本発明実施の形態に係る内視鏡を管腔内の屈曲部へ挿入した状態を説明する説明図、図 5 は本発明実施の形態に係る内視鏡装置で撮像した管腔内の撮像画像を説明する説明図、図 6 は本発明実施の形態に係る内視鏡装置で撮像した管腔内の撮像画像を説明する説明図、図 7 は本発明の第 1 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置の動作を説明するフローチャート、図 8 は本発明の第 1 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像を複数領域への分割例を説明する説明図、図 9 は本発明の第 1 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像の周辺に設定する管腔の候補領域を説明する説明図、図 10 は本発明の第 1 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像から管腔方向の設定動作を説明する説

明図、図 1 1 は本発明の第 1 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像から管腔の候補領域から挿入方向の決定動作を説明する説明図、図 1 2 は本発明の第 1 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置で検出された内視鏡挿入方向を内視鏡画像と併設表示例を説明する説明図である。

最初に本発明の実施の形態に係る内視鏡装置の全体構成について図 1 を用いて説明する。内視鏡装置は、内視鏡 1、制御装置 6、観察モニタ 9、アナログ／デジタル変換器（以下、A／D と称する）11、及び内視鏡挿入方向検出装置（以下、挿入方向検出装置と称する）12 からなっている。

内視鏡 1 は、操作部 2 と、細長で可撓性の挿入部 3 とからなり、挿入部 3 の先端には、図示していないが固体撮像素子（以下、CCD と称する）と照明光を投射する照明用のライトガイドケーブル端が備えられ、この CCD の駆動制御用と、CCD で撮像生成された撮像信号用の信号ケーブル、及び照明用のライトガイドケーブルとが挿入部 3 から操作部 2 に内装配置され、それら信号ケーブルとライトガイドケーブルを内蔵したユニバーサルコード 4 を介して、制御装置 6 へコネクタ 5 によって接続されている。

また、前記挿入部 3 の先端近傍には、図示していないが湾曲部が設けられ、上下左右に湾曲可能となっており、この湾曲部を湾曲操作するためのワイヤーが挿入部 3 から操作部 2 へと延在されており、そのワイヤーの基端は、前記操作部 2 に設けられている図示していない湾曲ノブに接続されている。

つまり、操作部 2 の湾曲ノブを操作することで、挿入部 3 の湾曲部が湾曲するようになっている。

前記制御装置 6 は、前記 CCD を駆動制御する信号を生成出力すると共に、前記 CCD で撮像生成した撮像信号から所定の映像信号処理を行い内視鏡画像信号である RGB 画像信号を生成する映像信号処理回路 8 と、前記ライトガイドケーブルに照明光を入射する光源 7 であるランプとそのランプ点灯制御回路などからなっている。

前記制御装置 6 の映像信号処理回路 8 で生成された RGB 画像信号は、観察モニタ 9 に出力され、内視鏡画像が表示されると共に、A／D 11 でアナログ RGB 画像信号からデジタル RGB 画像信号に変換され、そのデジタル RGB 画像信号から挿入方向検出装置 1

2で内視鏡1の挿入部3の挿入方向検出と、その検出した挿入方向を後述する表示装置に表示するようになっている。

このような構成の内視鏡装置により、体腔内挿入操作、例えば大腸の内視鏡挿入操作を図2を用いて説明する。

大腸13の内視鏡検査は、内視鏡1の挿入部3の先端に設けられているCCDで撮像生成し、映像信号処理回路8で映像信号処理生成されたRGB画像信号を基に、観察モニタ9に再生表示されている内視鏡画像を見ながら、前記操作部2の湾曲ノブを操作して、挿入部3の湾曲部を上下左右に湾曲させながら大腸13に挿入させて、回盲部（小腸と大腸の連結する部位）まで観察挿入を行う。

前記映像信号処理回路8で生成されたRGB画像信号は、前記A/D11でアナログからデジタルのRGB画像信号に変換されて、前記挿入方向検出装置12へと出力される。

この挿入方向検出装置12は、図3に示すように、前記映像信号処理回路8で生成され、前記A/D11でデジタル変換されたデジタルRGB画像信号を基に挿入方向検出に関わる一連の処理を実行するコンピュータ20と、このコンピュータ20で処理されて生成された挿入方向の結果を表示するための表示装置21とからなり、前記コンピュータ20は、内視鏡挿入方向検出するための各種メインプログラム26を記憶した記憶装置25と、この記憶装置25のメインプログラム26を用いて挿入方向検出処理を実行するための中央処理装置（以下、CPUと称する）23と、前記CPU23で処理実行された結果を記録するメインメモリ24と、前記A/D11、表示装置21、及び記憶装置25との各種入出力制御するための入力／出力制御回路（以下、I/O制御回路と称する）22とからなっている。

なお、前記記憶装置25のメインプログラム26は、本発明に係る内視鏡の挿入方向検出に伴う一連の処理を実行するプログラムであると共に、I/O制御回路22に対するA/D11からのRGB画像信号の取得要求、表示装置21への挿入方向検出結果の表示要求などを行うようになっている。

また、前記A/D11でアナログRGB画像信号からデジタルRGB画像信号への変換は、RGB各プレーンが0から255の値を取る8bitに量子化され、その画像サイズ

は水平及び垂直方向に対して各 ISX 及び ISY であるものとする。また、以降の説明においては、内視鏡画像 I を構成する画素の位置について画像左上端点を $(0, 0)$ 、右下端点を $(ISX - 1, ISY - 1)$ とした座標系に基づいて表示する。

このような構成の内視鏡装置による内視鏡検査において、内視鏡 1 の挿入部 3 の先端に正対した大腸の粘膜表面等は、挿入部 3 の先端から投射される照明光を強く鏡面反射させるために、 CCD に入射される照明光は周辺に比べて非常に明るく、 CCD で撮像生成される撮像信号の鏡面反射部分は飽和したり、あるいは周辺部分に比して輝度が大きくなる一般的にハレーションと称される現象が生ずる。このハレーションは、管腔形状を有する大腸において、円弧状又は円弧状に並んで生じる。

つまり、内視鏡 1 の挿入部 3 を図 4 に示すように大腸 13 に挿入して、大腸の屈曲部位に挿入到達した際に、挿入部 3 の先端の照明窓から投射された照明光は、大腸 13 の屈曲部位の粘膜表面で鏡面反射して、 CCD に入射されて、撮像信号が生成される。この時、 CCD で撮像生成された撮像信号から制御装置 6 の映像信号処理回路 8 で映像信号処理して観察モニタ 9 に再生表示される内視鏡画像は、図 5 及び図 6 に示すように円弧状又は円弧状に並ぶハレーションが発生する。

この円弧状のハレーションは、円弧の中心方向に管腔が存在する可能性が高いことから熟練した操作者は、ハレーションの形状や分布を挿入操作の補助情報として利用して内視鏡の挿入方向を判断決定している。例えば、図 5 と図 6 に示すようなハレーションが生じると画面右下方向に管腔が存在すると判定して、挿入部 3 の先端を図中右下方向に湾曲させて挿入を進行させる。

このように、 CCD で撮像生成した内視鏡画像から円弧状、あるいは円弧状に並んだハレーションを用いて、即ち、内視鏡画像の画素濃度からハレーションを検出し、ハレーションの形状から推定される管腔方向を内視鏡画像と共に表示させる挿入方向検出装置 12 の動作について、図 7 を用いて説明する。

この CCD で撮像した撮像信号からの挿入方向検出は、前記挿入方向検出装置 12 のコンピュータ 20 の記憶装置 25 に事前記憶されているメインプログラム 26 の挿入方向検出処理で実行される。

つまり、前記内視鏡 1 の挿入部 3 を大腸に挿入し、且つ、挿入部 3 の先端に設けた CCD を駆動して映像信号処理回路 8 で生成された RGB 画像信号を A/D 11 でデジタル RGB 画像信号に変換して、挿入方向検出装置 12 に出力供給されると、この挿入方向検出装置 12 のコンピュータ 20 の CPU 23 は、I/O 制御回路 22 を駆動制御して、前記デジタル RGB 画像信号を取り込むと共に、前記記憶装置 25 に記憶されているメインプログラム 26 を読み出して内視鏡挿入方向検出処理を行う。

また、前記 A/D 11 で変換され CPU 23 の処理駆動の基で、I/O 制御回路 22 から取り込んだデジタル RGB 画像信号を基に表示装置 21 に前記観察モニタ 9 と同様に内視鏡画像とその内視鏡画像のハレーションも同じように表示される。

この内視鏡挿入方向検出処理は、ステップ S1 で CPU 23 は、前記メインプログラム 26 の内視鏡挿入方向検出処理プログラムが読み出されて、その処理が開始される。ステップ S2 で CPU 23 は、前記 I/O 制御回路 22 を駆動制御して、前記 A/D 11 からデジタル RGB 画像信号から R 画像信号を取得する。

なお、この第 1 の実施形態では、RGB 画像信号から R 画像信号を用いて内視鏡挿入方向検出の処理を説明するが、R 画像信号以外に G 画像信号、B 画像信号あるいは輝度画像信号 ($0.3R + 0.6G + 0.1B$) 等を用いて処理を行うことも可能である。

次に、ステップ S3 で CPU 23 は、前記ステップ S2 で取得した R 画像信号を複数の領域に分割する。このステップ S3 の領域分割は、図 8 に点線で示すように、内視鏡画像 I を複数の領域 A_{ij} ($0 \leq i < l$, $0 \leq j < m$) に分割する。

次に、ステップ S4 で CPU 23 は、前記ステップ S3 で分割された各領域 A_{ij} 内のハレーションを検出する。この各領域 A_{ij} 内のハレーション検出は、具体的には、内視鏡画像 I の座標 (x, y) ($0 \leq x < I_s x$, $0 \leq y < I_s y$) における画素の値 $r(x, y)$ に基づき 2 値画像 H を作成する。2 値画像 H における各画素 $h(x, y)$ の値は次の数式 1 により求める。

【数 1】

$$h(x, y) = 1 \quad \text{if} \quad r(x, y) \geq \text{THL}$$

【数 2】

$$h(x, y) = 0 \quad \text{if} \quad r(x, y) < \text{THL}$$

ここで、閾値 THL は、 $\text{THL} = 255$ とする。画素の値として 255 に達しない場合においても視覚上ハレーションとして認識される場合がある為、閾値は適宜設定する。なお、1つの領域 A_{ij} 内に存在するハレーションの画素数が少ない場合、対応する 2 値画像 H の領域のみ数式 1 の $h(x, y) = 1$ を数式 2 の $h(x, y) = 0$ に変更する。これにより点のようなハレーションを除去し、管腔方向の検出に有効なハレーションのみ検出する。

つまり、各領域 A_{ij} 内の画素濃度を閾値 THL と比較してハレーションを検出する。

次にステップ S5 で CPU 23 は、管腔候補位置の設定を行う。この管腔候補位置の設定は、図 9 に点線で示すよう、管腔の候補領域 B_{ij} ($0 \leq i < O$, $0 \leq j < P$) を内視鏡画像 I の周辺に設定する。

このステップ S5 の管腔候補位置の設定が終了すると、ステップ S6 で CPU 23 は、図 10 に示すように管腔の各候補領域 B_{ij} の中心位置を中心とした半径の異なる 2 円 r_1q 、 r_2q を設定し、この 2 円によって囲まれる範囲に存在する内視鏡画像 I のハレーションを有する領域 A_{ij} の数をステップ S7 で求める。

このステップ S7 で求めた 2 円で囲まれた範囲のハレーションを有する領域 A_{ij} の数は、ステップ S8 で、最大の数であるか判定され、最大であると判定されると、ステップ S9 でハレーションを有する領域 A_{ij} の数と管腔の候補位置 B_{ij} とを記憶する。

前記ステップ S8 で前記領域 A_{ij} の数は最大でないと判定されたり、あるいは、前記ステップ S9 のハレーションを有する領域 A_{ij} の数と管腔候補位置 B_{ij} の記憶が終了すると、CPU 23 はステップ S10 で、図 10 に示すように、前記ステップ S6 で設定した 2 円の半径を $r_1q + 1$ 、 $r_2q + 1$ に設定変更し、ステップ S11 でその変更した 2 円で囲まれる範囲が内視鏡画像 I の領域 A_{ij} 外であるか否かを判別し、この変更された 2 円で囲まれた範囲が内視鏡画像 I の領域 A_{ij} 内であると判定されるとステップ S7 に戻り、再度ステップ S7 から S11 が繰り返され、変更された 2 円で囲まれた範囲が内

視鏡画像 I の領域 A_{ij} 外であると判定されると、ステップ S 1 2 で、管腔の候補位置 B_{ij} を変更する。

次に、CPU 2 3 はステップ S 1 3 で、前記ステップ S 1 2 で変更した管腔候補位置 B_{ij} が設定した管腔の候補位置が領域外であるかを判別し、管腔候補位置領域内であると判定されるとステップ S 6 に戻りステップ S 6 から S 1 2 が繰り返され、管腔候補位置領域外であると判定されると、ステップ S 1 4 で、図 1 1 に示すように管腔の候補位置領域 B_{ij} を、例えば 8 領域 D_i ($0 \leq i < 8$) に分割し、前記ステップ S 9 で記憶された管腔の候補位置 B_{ij} が含まれる領域 D_i を求める。

前記ステップ S 1 2 で設定された管腔の候補位置 B_{ij} が図 1 1 に示す B_{op} とすると、この B_{op} は領域 D_4 に存在する。つまり、挿入部 3 の管腔内の挿入方向は、領域 D_4 方向で、図中の右下となり、ステップ S 1 5 で表示装置 2 1 に表示されている内視鏡画像に挿入方向表示を行う。

この挿入方向の表示は、図 1 2 に示すように、表示装置 2 1 に表示されている内視鏡画像 I の周辺部に挿入方向表示の矢印を表示させる方法や、図示していないが内視鏡画像 I に挿入方向を示す矢印を重畳表示させる方法が考えられる。

この第 1 の実施形態で、前記 2 円によって囲まれる領域を狭めることにより、より円弧に近いハレーションを検出することが可能になり、また、管腔の候補位置領域 B_{ij} を細かく設定することにより管腔の位置を精度よく推定することができる。

以上説明したように、この第 1 の実施形態において、ハレーションが複数存在した場合でも、個々のハレーションの形状によらず安定して管腔の位置を推定することができる。また、特定領域内のハレーションの画素数から管腔の位置を検出するのに有効な領域か否かを判断する為、ノイズのような小さなハレーションを除去することが可能となり安定した管腔位置の推定が可能となった。

次に、本発明の第 2 の実施形態である内視鏡挿入方向検出装置を図 1 3 と図 1 4 を用いて説明する。なお、この第 2 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置の構成と、挿入方向である管腔位置の推定処理は、基本的に前記第 1 の実施形態と同じで、前記第 1 の実施形態との相違は、前記ステップ S 7 における領域 A_{ij} の数を求める方法が異なる。

前記第1の実施形態では、ステップS7で2円($r1q, r2q$)に囲まれる範囲に存在するハレーションを有する領域 Aij の数を数えているが、この第2の実施形態では、前記2円で囲まれる範囲に存在するハレーションを有する領域 Aij が管腔方向を求めるために有効なハレーション形状であるか判断し、その管腔方向を求めるために有効であると判断されたハレーションを有する領域 Aij のみの数を数えるようにしたものである。

このハレーション形状の評価は、各領域 Aij のハレーションの画素分布を調べる。具体的には、例えば、図13に示すように、領域 $A31$ のハレーションに対して、閾値処理によって求められたハレーションの座標位置からハレーションの重心の位置 $W31$ ($Wx31, Wy31$)を次の数式3と数式4の基で算出する。

【数3】

$$W_{x31} = \frac{1}{s} \sum_k^s X_k$$

【数4】

$$W_{y31} = \frac{1}{s} \sum_k^s Y_k$$

ただし、 s は領域 $A31$ に存在するハレーションの画素数、 X_k, Y_k は領域 $A31$ に存在するハレーションの x, y 座標の値である。

また、領域 $A31$ で求められたハレーションの分布から回帰直線を次の数式5で算出する。

【数5】

$$y = \frac{V_{xy}}{V_x} (x - \bar{x}) + \bar{y}$$

ただし、 \bar{x}, \bar{y} 領域 Aij 内のハレーションの x, y 座標値の平均値、 V_x は x の分散、 V_{xy} は x, y の共分散で、それぞれは数式6乃至数式9で求められる。

【数6】

$$\bar{x} = \frac{1}{s} \sum_k^s X_k$$

【数 7】

$$\bar{Y} = \frac{1}{s} \sum_k^s Y_k$$

【数 8】

$$V_x = \frac{1}{s} \sum_k^s (X_k - \bar{X})^2$$

【数 9】

$$V_{xy} = \frac{1}{s} \sum_k^s (X_k - \bar{X})(Y_k - \bar{Y})$$

回帰直線に直交するベクトル V_r は、分散 V_x と共分散 V_{xy} より次の数式で表される。

【数 10】

$$V_r = (V_{xy}, -V_x)$$

また、図 14 に示す管腔の候補領域の中心位置 $C_{op} (C_{xop}, C_{yop})$ から重心 (W_{x31}, W_{y31}) へ向かうベクトル V_c は、次の数式 11 で求められる。

【数 11】

$$V_c = W_{31} - C_{op} = (W_{x31} - C_{xop}, W_{y31} - C_{yop})$$

更に、ベクトル V_r とベクトル V_c とのなす角度 θ は、内積の式より次の数式 12 から求められる。

【数 12】

$$\cos \theta = \frac{V_r \cdot V_c}{|V_r| |V_c|}$$

図 14 に示すように角度 θ が 0 に近づくほど、ハレーションの形状から得られる方向に管腔の候補領域が存在することになり、ハレーションの形状は管腔の位置を求めるのに有効な形状と考えることができる。適当な閾値 θ_{th1} を設定し、閾値 θ_{th1} よりも小さな角度 θ を有する領域 A_{ij} の総数を求める。

このようにして、ハレーションの形状から管腔の位置を求めるための有効な形状を有しているかを判別することができ、精度よく管腔の方向を推定できる。

次に本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置を図 1 5 乃至図 2 2 を用いて説明する。

図 1 5 は本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置の撮像画像を説明する説明図、図 1 6 は本発明の第 3 の実施形態に係るに内視鏡挿入方向検出装置の動作を説明するフローチャート、図 1 7 は本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像からエッジ検出を説明する説明図、図 1 8 は本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像からエッジ方向の分類を説明する説明図、図 1 9 は本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像から抽出されたエッジの分布を説明する説明図、図 2 0 は本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像から管腔候補領域を説明する説明図、図 2 1 は本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像から管腔候補領域の選定処理を説明する説明図、図 2 2 は本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡挿入方向検出装置による内視鏡画像から管腔挿入方向の設定を説明する説明図である。

なお、この第 3 の実施形態の内視鏡挿入方向検出装置の構成は、前述した第 1 の実施形態と同じであり、前記コンピュータ 2 0 による管腔方向検出の処理が異なる。

この第 3 の実施形態は、大腸の腸壁には環状のひだ (f o l t) が存在し、このひだが大腸の内視鏡画像での見え方によって内視鏡の挿入方向を判断できる点に着目してなされている。

前述したように、図 4 に示す内視鏡 1 の挿入部 3 の管腔内への挿入状態において、内視鏡画像は図 1 5 に示すように円弧状のひだが観察される。

この円弧状のひだは、前述した第 1 の実施形態の円弧状のハレーションと同様に円弧の中心方向に管腔が存在する可能性が高いことから、内視鏡挿入方向の判断情報として使用するものである。

この腸壁の環状のひだを撮像した内視鏡画像から管腔への挿入方向の検出動作について図 1 6 を用いて説明する。

挿入方向検出装置 12 の CPU 23 は、ステップ S 21 で大腸内の管壁のひだによる挿入方向検出のプログラムが読み出し実行され、ステップ S 22 で前述の第 1 の実施形態と同様に入力される内視鏡画像の RGB 画像信号の R 画像信号を取得する。なお、前述の第 1 の実施形態と同様に、G 画像信号、B 画像信号、あるいは輝度画像信号等を用いて処理を行うことも可能である。

前記ステップ S 22 で取得した R 画像信号から生成され、前記表示装置 21 に表示される R 画像からステップ S 23 で、図 8 を用いて説明した前述の第 1 の実施形態と同様に内視鏡画像を複数の領域 A_{ij} ($0 \leq i < l$, $0 \leq j < m$) に分割する。

次にステップ S 24 でその複数の分割された各領域 A_{ij} 内のひだのエッジの方向を示す勾配ベクトルと大きさを求める。具体的には、図 17 に示すようエッジを検出する画素位置を中心に大きさ 3×3 の近傍の画素を抽出し、その水平と垂直および対角方向に位置する画素の値をそれぞれ A, B, C, D, E, F, G, H とする。これらの画素の値より水平及び垂直方向の微分値 d_x 、 d_y を次の数式 13 と数式 14 とから求める。

【数 13】

$$d_x = (C + E + H) - (A + D + F)$$

【数 14】

$$d_y = (F + G + H) - (A + B + C)$$

この水平と垂直方向の画素の微分値 d_x 、 d_y からエッジの方向を示す勾配ベクトル V を次の数式 15 で表すことができる。

【数 15】

$$V = (d_x, d_y)$$

この数式 15 で算出された勾配ベクトル V からエッジの大きさは数式 16 で算出できる。

$$|V| = \sqrt{dx^2 + dy^2}$$

次に、領域 A_{ij} にはひだ以外に血管やノイズ等のエッジも含まれるため、次に述べる方法によりひだのエッジを抽出する。

ひだのエッジの大きさ $|V|$ は、血管等のエッジに比べ大きくなる傾向があることから、適当な閾値 $|V|_{th1}$ を設定し、閾値よりも大きなエッジを抽出する。

また、図 18 に示すような 8 方向のベクトル V_i ($i = 0, 1, \dots, 7$) を設定し、閾値処理によって抽出されたエッジを 8 方向に分類する。抽出された勾配ベクトル V と 8 方向のベクトル V_i とのなす角度 θ_i を次の数式 17 から算出し、角度 θ_i が最小となる 1 方向のベクトル (8 方向のうちの 1 方向のベクトル) を求めることによって抽出されたエッジを 8 方向に分類する。

【数 17】

$$\cos \theta_i = \frac{V \cdot V_i}{|V| |V_i|}$$

領域 A_{ij} 内の閾値処理されたエッジを 8 方向に分類し、最も多く分類されたエッジのみを抽出することにより、閾値処理で取り除くことができなかった血管等のエッジが削除される。

さらに、小領域内に存在するひだのエッジは、直線的に分布すると考えられる為、第 2 の実施形態と同様な方法で図 19 に示すように抽出されたエッジの分布を調べる。

前述した方法によって血管等のエッジが取り除かれたエッジの座標位置を用いて重心位置と回帰直線、回帰直線に直交するベクトルを求める。

回帰直線の方に分布するエッジの分散 σ_1 と回帰直線に直交する方向に分布するエッジの分散 σ_2 を算出し、分散の比率 $\gamma = \sigma_2 / \sigma_1$ が適当な閾値 γ_{th1} よりも小さくなるかを判別することによりひだのエッジであるかを判別する。

次に、CPU 23 はステップ S25 で、図 20 に点線で示すように、管腔の候補領域 B_{ij} ($0 \leq i < O, 0 \leq j < P$) を内視鏡画像の周辺に設定し、ステップ S26 で図 21 に示すように管腔の各候補領域 B_{ij} の中心位置を中心とした半径の異なる 2 円 r_{1q} ,

r_{2q} を設定する。

このステップS26の2円の設定が終了すると、ステップS27で2円によって囲まれる範囲に存在するひだのエッジを有する領域 A_{ij} の数を求める。ただし、図22に示すように領域 A_{ij} 内で求めた回帰直線に直交するベクトルと重心位置から管腔の候補領域の中心位置に向かうベクトルとのなす角度 θ を算出し、この角度 θ が適当な閾値 θ_{th1} より小さい場合、有効なひだのエッジが存在する領域として判別し領域 A_{ij} の総数を求める。

次に、CPU23はステップS28で、前記ステップS27で数えた領域 A_{ij} の数が最大か判断され、最大と判断されると、ステップS29で、領域 A_{ij} の数と管腔の候補位置 B_{ij} を記憶する。

前記ステップS28で、数えた領域 A_{ij} の数が最大でないと判断されたり、又は前記ステップS29での領域 A_{ij} の数と管腔の候補位置 B_{ij} の記憶が終了すると、ステップS30で図21に示すように2円の半径を r_{1q+1} 、 r_{2q+1} に変更し、ステップS31でこのステップS30で変更した2円 r_{1q+1} 、 r_{2q+1} が内視鏡画像の領域 A_{ij} 内に存在するか否かを判別し、内視鏡画像の領域 A_{ij} 内の場合はステップS27に戻り再度ステップS27からS30が繰り返す処理がなされ、内視鏡画像の領域 A_{ij} 外の場合は、ステップS32で管腔の候補位置の変更を行う。

次に、ステップS33で、前記ステップS32で変更した管腔の候補位置に対して、管腔候補領域 B_{ij} 外であるか判別し、管腔候補領域 B_{ij} 内であると前記ステップS26に戻り、ステップS26からS32の処理が繰り返され、管腔候補領域 B_{ij} 外であると判定されると、ステップS34で、前述した第1の実施形態と同様に図11に示す管腔の候補領域を、例えば、8領域 D_i ($0 \leq i < 8$) に分割し、前記ステップS32で変更された管腔の候補領域の位置が含まれる領域 D_i を求める。この求めた領域 D_i から管腔の方向を、ステップS35で図12に示すように、内視鏡画像の周辺部に隣接して表示する。

この第3の実施形態の2円によって囲まれる領域を狭めることにより、より円弧に近いひだを検出することが可能になる。

また、管腔の候補領域を細かく設定することにより管腔の位置を精度よく推定すること

ができる。

この第3の実施形態は、管腔の方向を検出するために有効な管壁のひだのエッジのみを検出し、このエッジから管腔の方向を容易、且つ正確に検出できる。

以上、本発明の実施の態様について説明したが、前記実施の態様に限定されるものではなく、本発明の精神を逸脱しない範囲で幾多の変化ができることは当然である。

産業上の利用可能性

以上説明したように、本発明の内視鏡挿入方向検出装置、内視鏡挿入方向検出システム及び内視鏡挿入方向検出方法によれば、内視鏡画像から管腔位置及び内視鏡挿入方向が確実に検出でき、その挿入方向を内視鏡画像と共に表示装置に表示させることで、内視鏡挿入操作が可能となり、被検体に対して不快感を与えることなく内視鏡挿入操作が可能となって、内視鏡を用いた体腔内の検査、内視鏡を用いた体腔内の処置などに利用できる。

請求の範囲

1. 体腔内に挿入される内視鏡から内視鏡画像を入力する画像入力手段と、

前記画像入力手段により入力された前記内視鏡画像より所定の濃度値の画素を抽出する画素抽出手段と、

前記画素抽出手段により抽出された前記所定の濃度値の画素の分布の連続性に基づき特定の領域の形状を求める形状推定手段と、

前記領域形状推定手段により求められた形状から前記内視鏡の前記体腔内への挿入方向を決定する挿入方向決定手段と、

を備えたことを特徴とする内視鏡挿入方向検出装置。

2. 請求項 1 に記載の内視鏡挿入方向検出装置であって、

前記画素抽出手段は、体腔内で鏡面反射されて生成されるハレーション部分、又は体腔内壁のひだのエッジ部分の画素であることを特徴とする。

3. 体腔内に挿入される内視鏡によって撮像生成された内視鏡画像を複数の領域に分割する内視鏡画像領域分割手段と、

この内視鏡画像領域分割手段で分割した複数の領域毎の画素から得られる値を閾値と比較して、閾値以上の画素分布を抽出する画素抽出手段と、

管腔位置候補領域を設定する管腔位置候補領域設定手段と、

この管腔位置候補領域設定手段で設定した管腔位置候補領域から前記内視鏡画像領域に対して、半径の異なる複数の円を設定し、この複数の円内に配置される前記画素抽出手段で抽出した閾値以上の画素分布から管腔方向を推定する管腔方向推定手段と、

この管腔方向推定手段で推定した管腔方向から前記管腔位置候補領域に内視鏡挿入方向を決定する挿入方向決定手段と、

この挿入方向設定手段で設定された内視鏡挿入方向を基に内視鏡画像と共に挿入方向を表示させる挿入方向表示手段と、

を備えたことを特徴とする内視鏡挿入方向検出システム。

4. 請求項 3 に記載の内視鏡挿入方向検出システムであって、

前記画素抽出手段は、体腔内で鏡面反射されて生成されるハレーション部分、又は体腔

内壁のひだのエッジ部分の画素であることを特徴とする。

5. 請求項3に記載の内視鏡挿入法光検出システムであって、

前記管腔方向推定手段は、前記画素抽出手段で抽出した画素分布の重心位置と、前記管腔位置候補領域設定手段で設定した管腔位置候補領域の中心位置とを結ぶベクトルと、前記画素分布の回帰直線と直交するベクトルとの角度差から挿入方向決定に有用な管腔方向を推定することを特徴とする。

6. 請求項3に記載の内視鏡挿入法光検出システムであって、

前記管腔方向推定手段は、前記画素抽出手段で抽出したひだのエッジの勾配ベクトル演算し、この勾配ベクトルが同じ方向のエッジ分布から管腔方向を推定することを特徴とする。

7. 請求項3に記載の内視鏡挿入法光検出システムであって、

前記管腔位置候補設定手段で設定した管腔位置候補領域から内視鏡画像領域に対して設けた半径の異なる複数の円の中心位置は、管腔位置候補領域の同一領域内であることを特徴とする。

8. 請求項3に記載の内視鏡挿入法光検出システムであって、

前記管腔方向推定手段で半径の異なる複数の円の範囲に配置された閾値以上の画素分布から推定した管腔方向と、前記複数の円の中心位置の方向が一致していることを特徴とする。

9. 内視鏡画像を入力する画像入力手段と、

前記画像入力手段から入力された内視鏡画像において、高い濃度値を有する画素を抽出する画素抽出手段と、

前記画素抽出手段で抽出した画素に対して、特定領域内に存在する画素を選択する画素選択手段と、

前記画素選択手段で選択された画素と、前記特定領域の形状に基づき内視鏡の挿入方向を決定する挿入方向決定手段と、

前記挿入方向決定手段で決定された挿入方向を表示する表示手段と、

を備えたことを特徴とする内視鏡挿入方向検出方法。

10．請求項9に記載の内視鏡挿入方向検出方法であって、

前記画素選択手段の特定領域とは、複数の異なる円又は楕円によって囲まれる領域により設定されることを特徴とする。

11．大腸内視鏡画像を入力する画像入力手段と、

前記画像入力手段から入力された大腸内視鏡画像において、大腸のひだのエッジ部分の画素を抽出する画素抽出手段と、

前記画素抽出手段で抽出したエッジ部分の画素に対して、特定領域内に存在する画素を選択する画素選択手段と、

前記画素選択手段で選択されたエッジ部分の画素と、前記特定領域の形状に基づき内視鏡の挿入方向を決定する挿入方向決定手段と、

前記挿入方向決定手段で決定された挿入方向を表示する表示手段と、
を備えたことを特徴とする内視鏡挿入方向検出方法。

12．請求項11に記載の内視鏡挿入方向検出方法であって、

前記画素選択手段の特定領域とは、複数の異なる円又は楕円によって囲まれる領域により設定されることを特徴とする。

13．請求項12に記載の内視鏡挿入法光検出方法であって、

前記複数の異なる円又は楕円の中心位置は、同一又は同一領域内に設定されることを特徴とする。

14．請求項13に記載の内視鏡挿入法光検出方法であって、

前記挿入方向決定手段で決定する挿入方向は、前記複数の円又は楕円の同一の中心位置、又は同一の領域内の方向を挿入方向とすることを特徴とする。

15．請求項9に記載の内視鏡挿入方向検出方法であって、

前記挿入方向決定手段は、前記画素選択手段で選択された画素の分布形状から推定される管腔方向と、特定領域の形状から推定される管腔方向の同一性に応じて、内視鏡の挿入方向を決定することを特徴とする。

16．請求項10に記載の内視鏡挿入方向検出方法であって、

前記挿入方向決定手段は、前記画素選択手段で選択された画素の分布形状から推定され

る管腔方向と、特定領域の形状から推定される管腔方向の同一性に応じて、内視鏡の挿入方向を決定することを特徴とする。

17．請求項9に記載の内視鏡挿入方向検出方法であって、

前記挿入方向決定手段は、前記画素選択手段で選択されたエッジ部分の画素うち、ほぼ同一方向を向くエッジ部分の分布形状と前記特定領域の形状に基づき内視鏡の挿入方向を決定することを特徴とする。

18．請求項10に記載の内視鏡挿入方向検出方法であって、

前記挿入方向決定手段は、前記画素選択手段で選択されたエッジ部分の画素うち、ほぼ同一方向を向くエッジ部分の分布形状と前記特定領域の形状に基づき内視鏡の挿入方向を決定することを特徴とする。

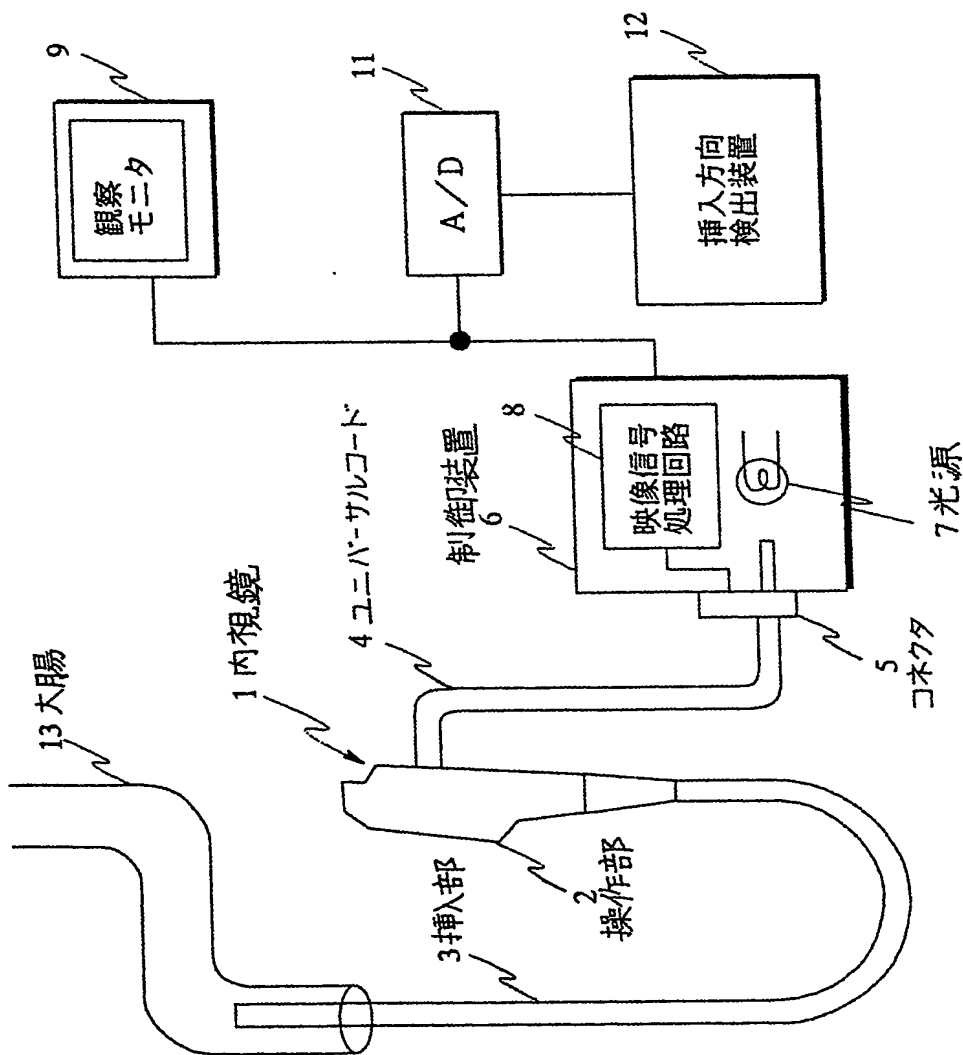
19．請求項9に記載の内視鏡挿入方向検出方法であって、

前記挿入方向決定手段は、前記画素選択手段で選択されたエッジ部分の画素のうち、ほぼ同一方向を向くエッジ部分の分布形状から推定される管腔の方向と、前記特定領域の形状から推定される管腔方向の同一性に基づき内視鏡の挿入方向を決定することを特徴とする。

20．請求項10に記載の内視鏡挿入方向検出方法であって、

前記挿入方向決定手段は、前記画素選択手段で選択されたエッジ部分の画素のうち、ほぼ同一方向を向くエッジ部分の分布形状から推定される管腔の方向と、前記特定領域の形状から推定される管腔方向の同一性に基づき内視鏡の挿入方向を決定することを特徴とする。

図 1



2

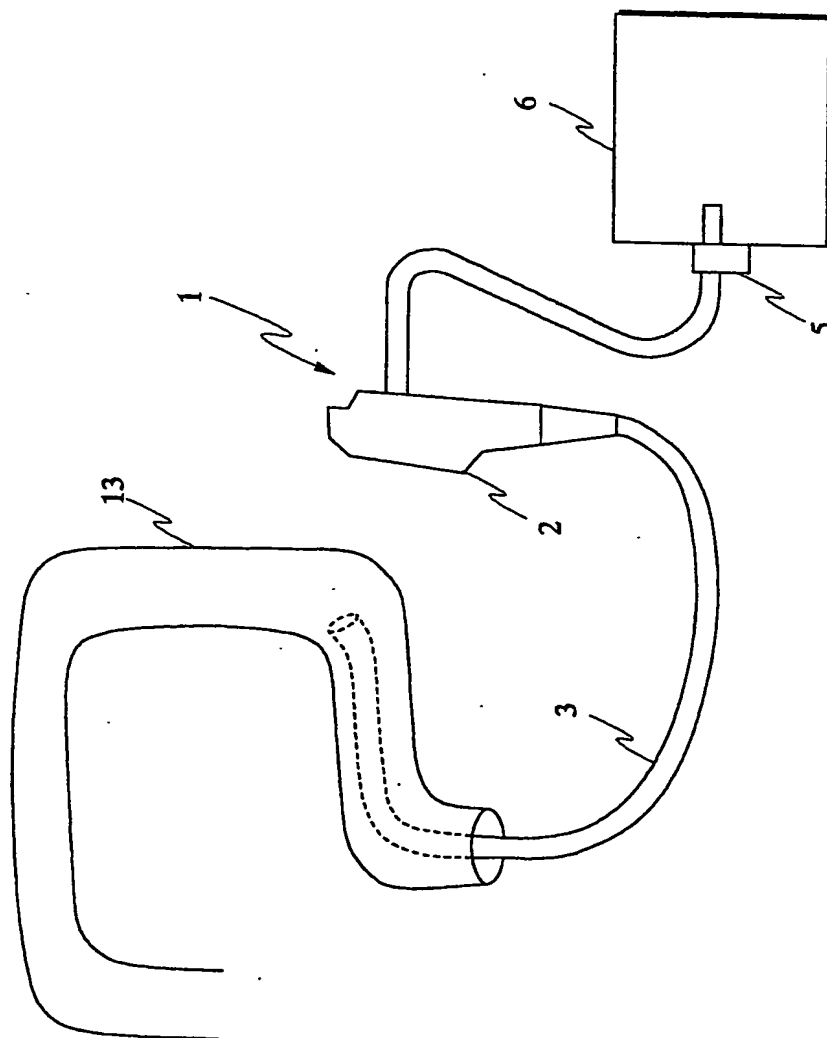


図 3

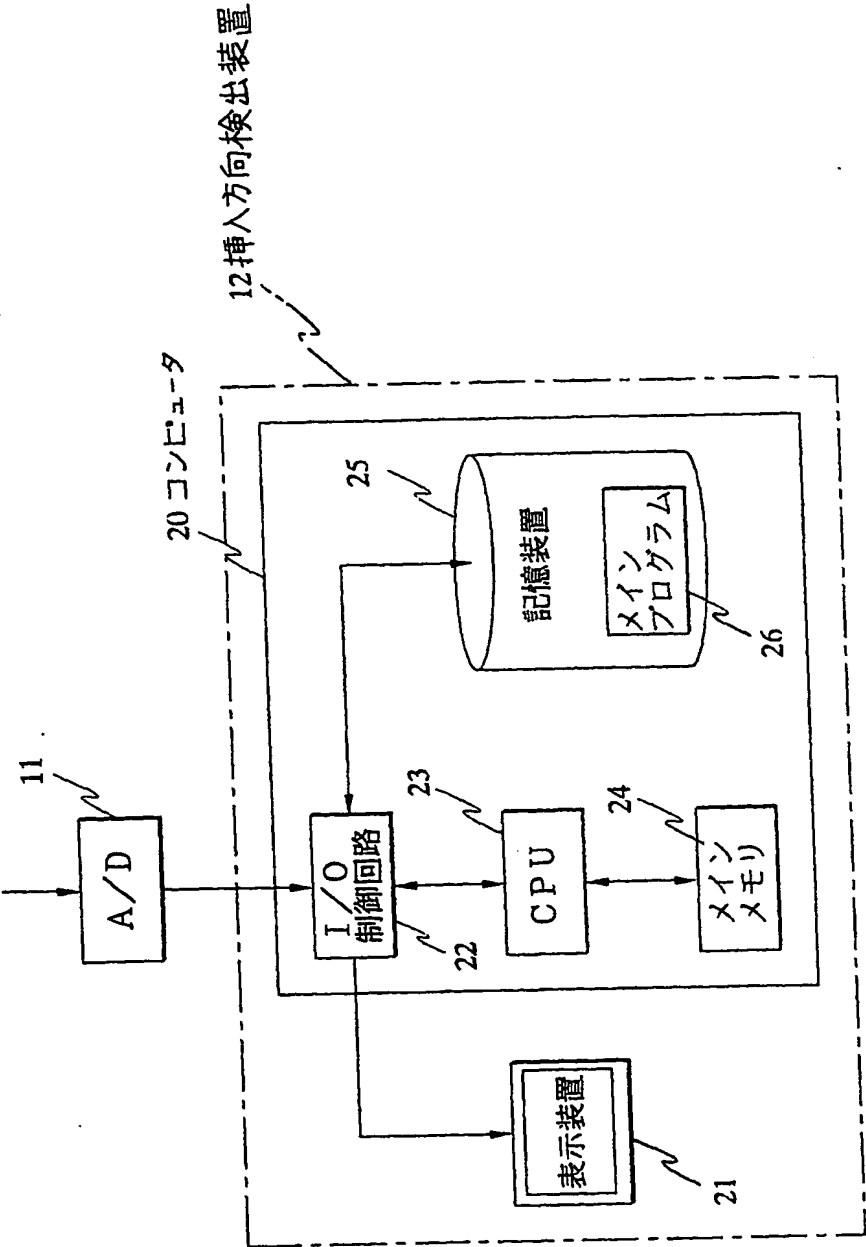


图 4

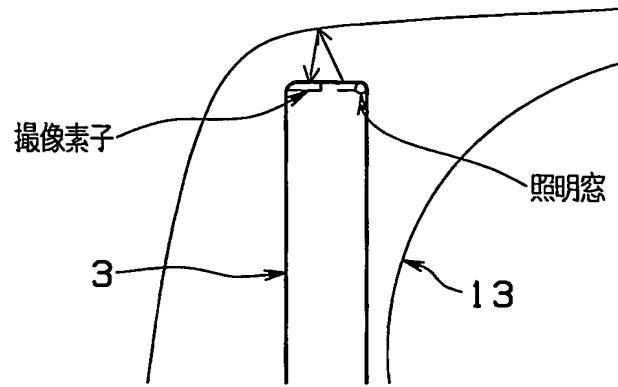


図 5

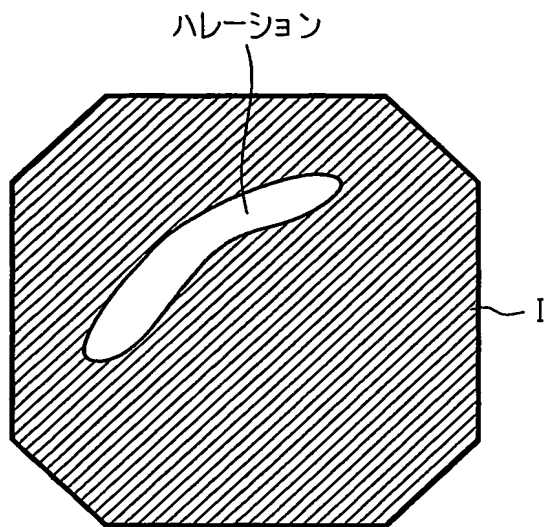


図 6

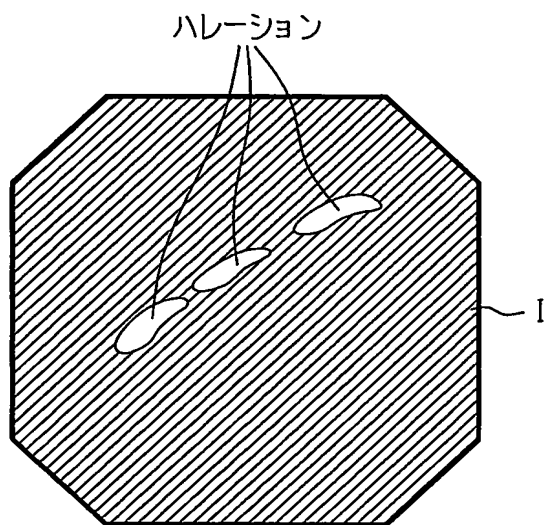


図 7

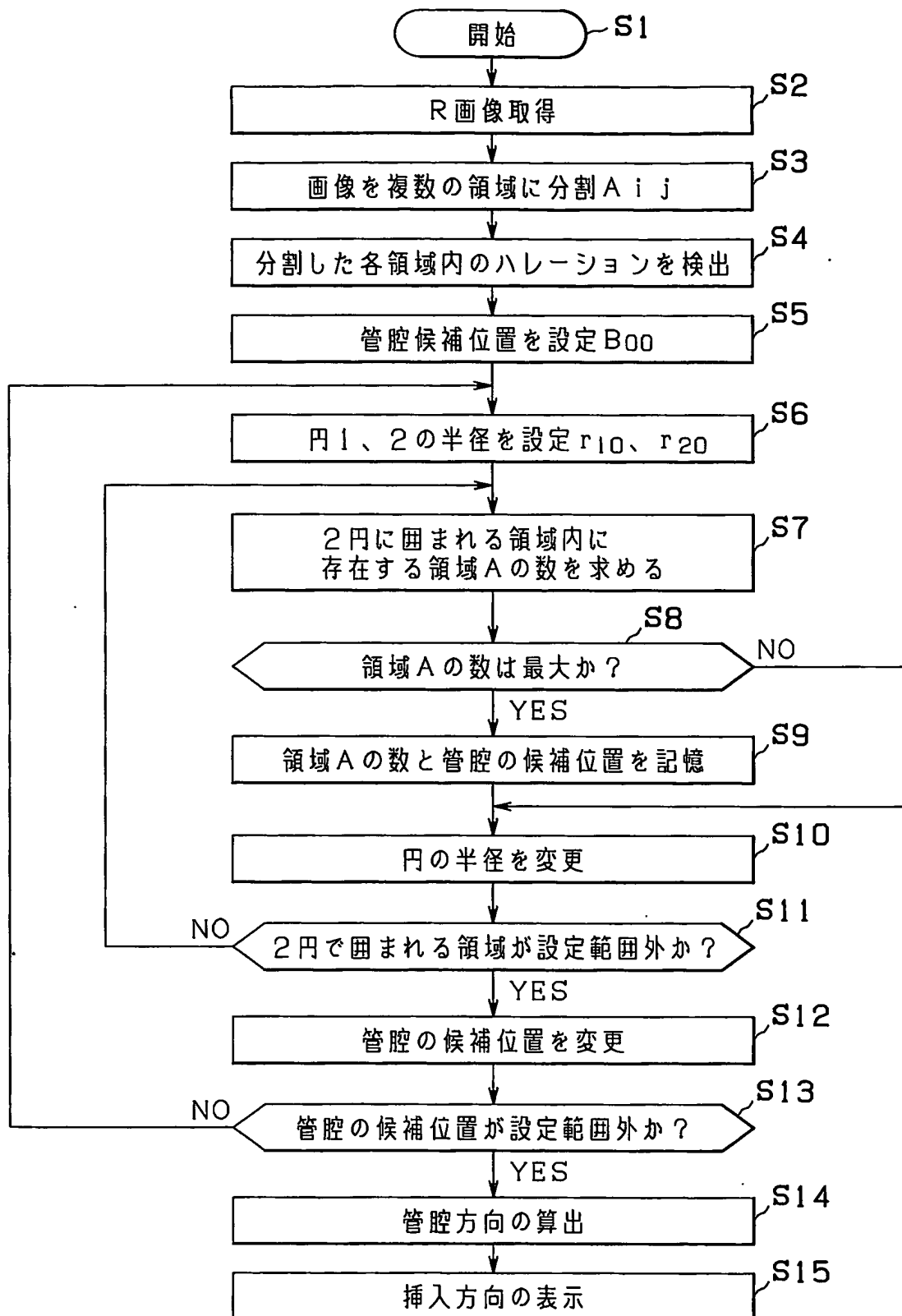


図 8

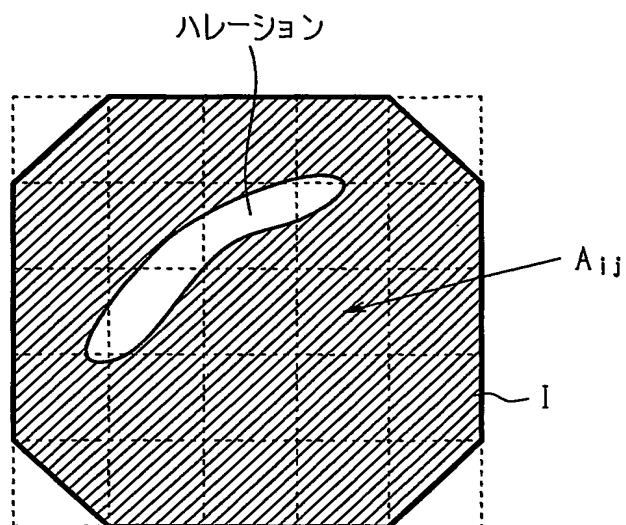


図 9

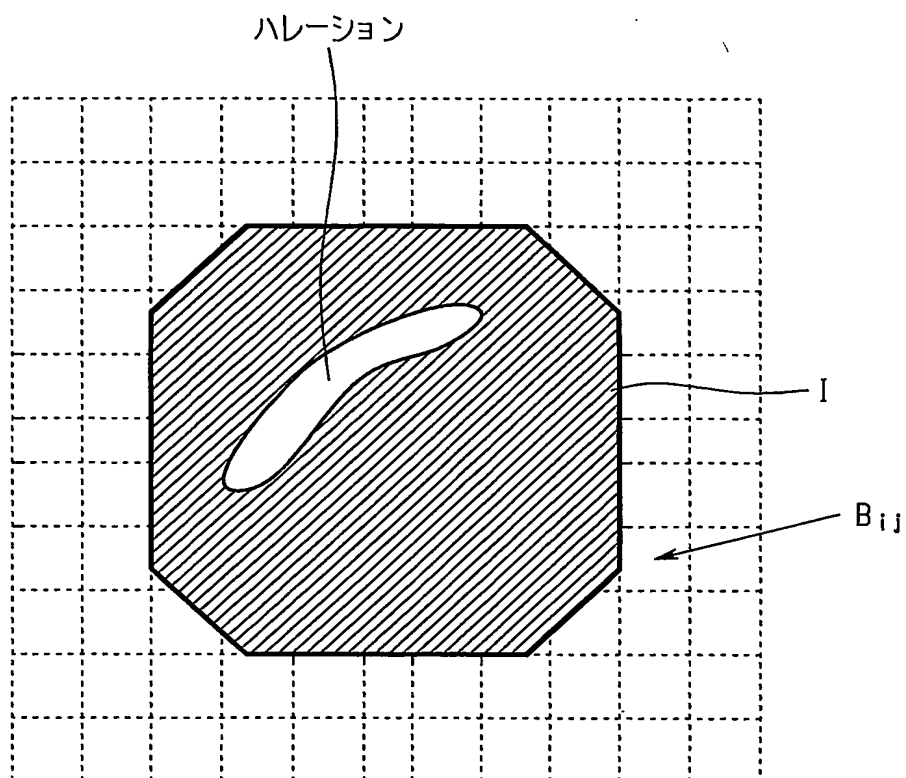


図 10

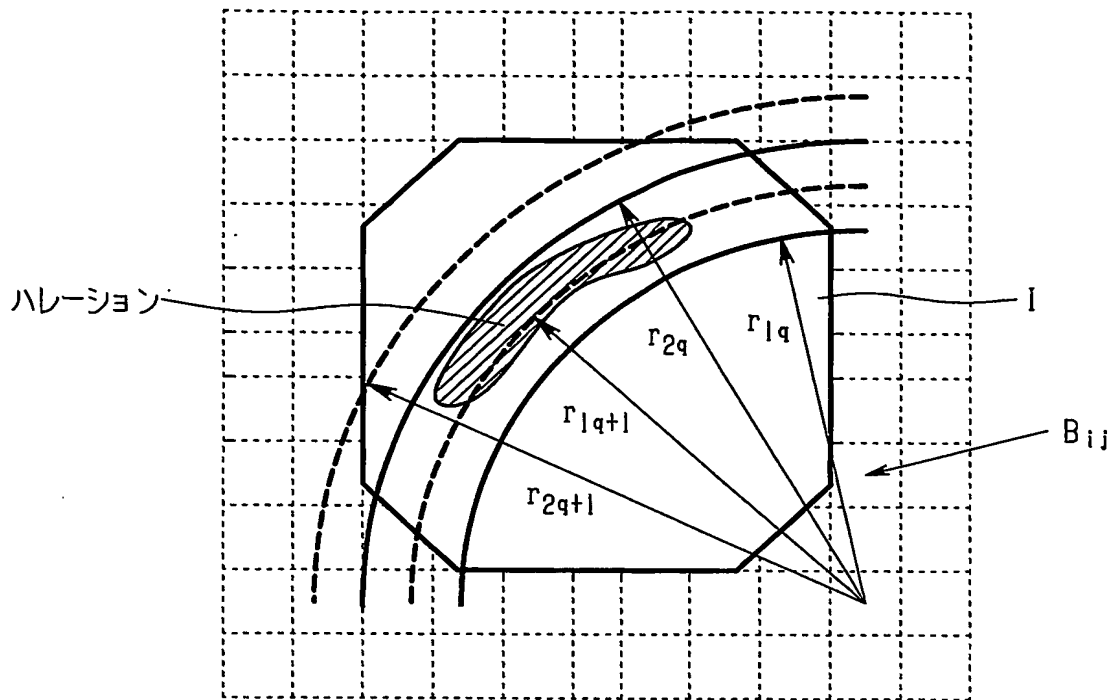


図 11

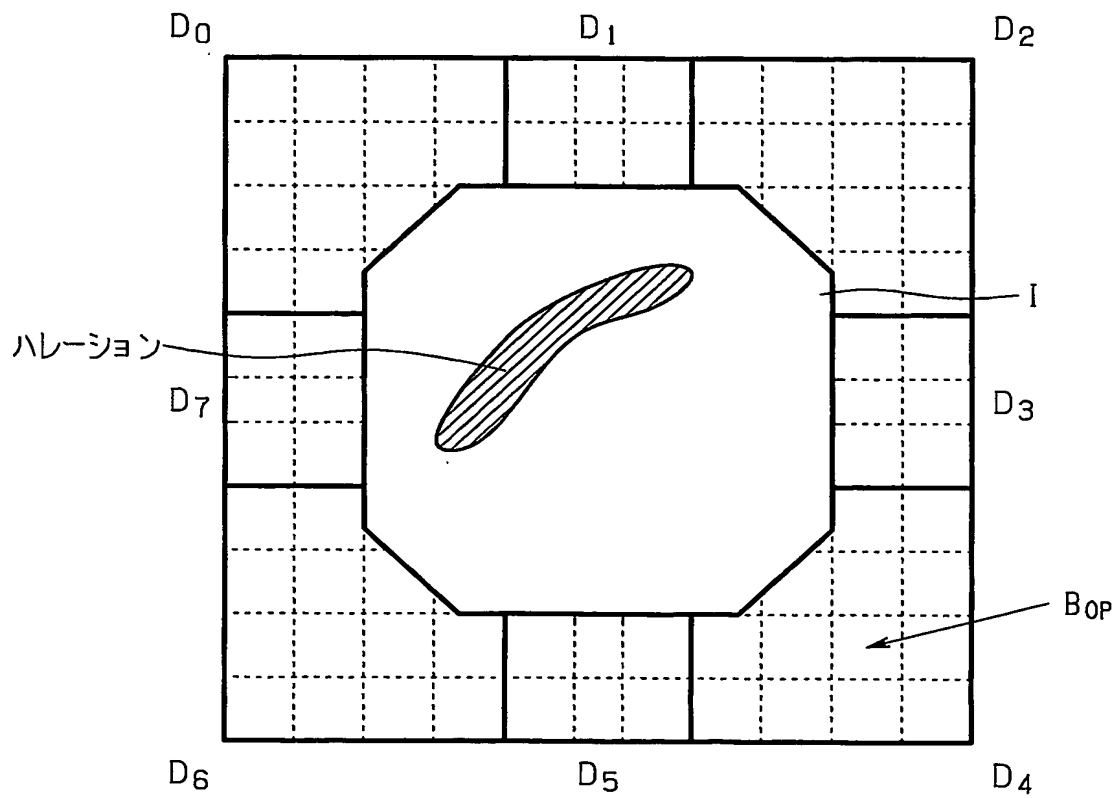


図 12

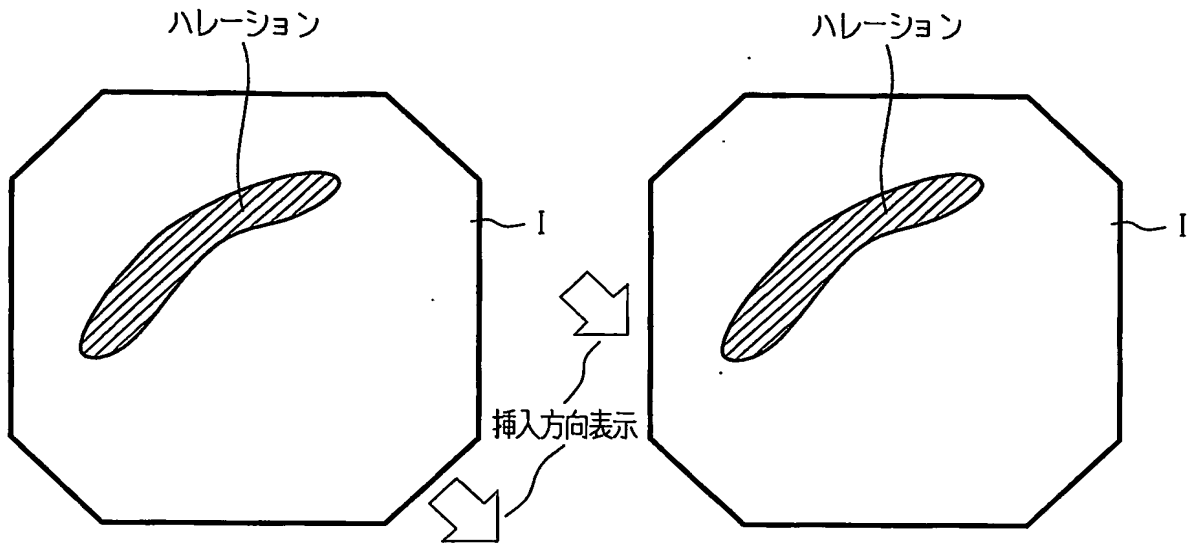


図 13

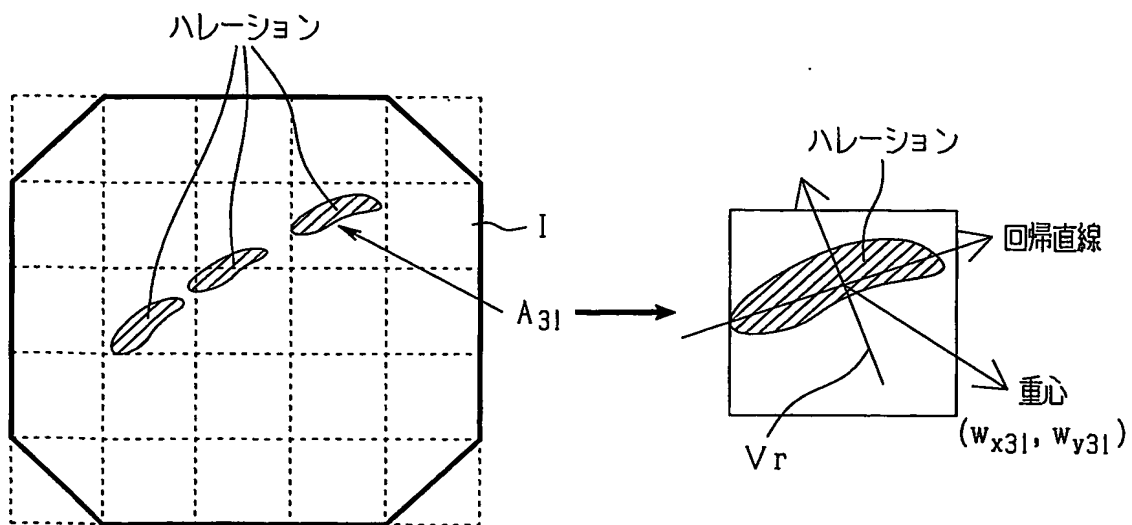


図 14

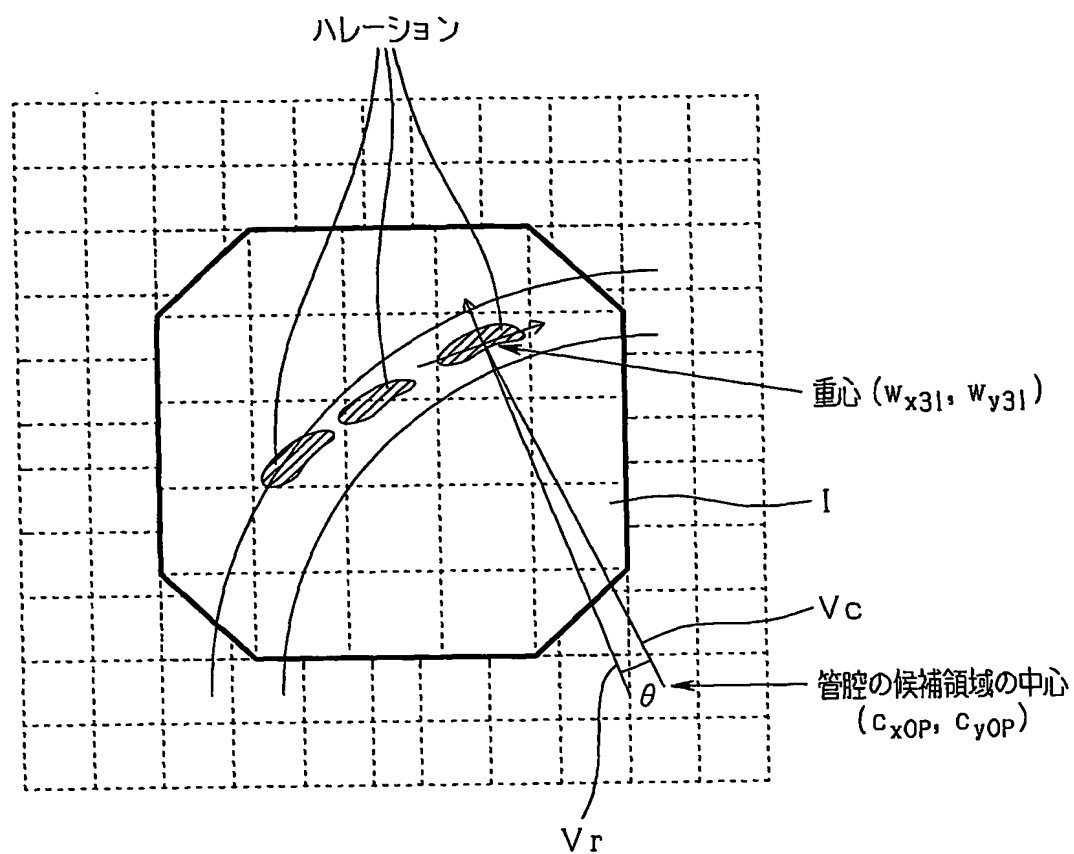


図 15

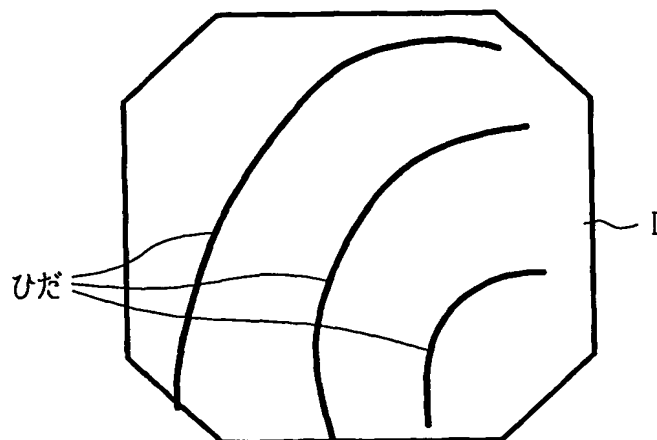


図 16

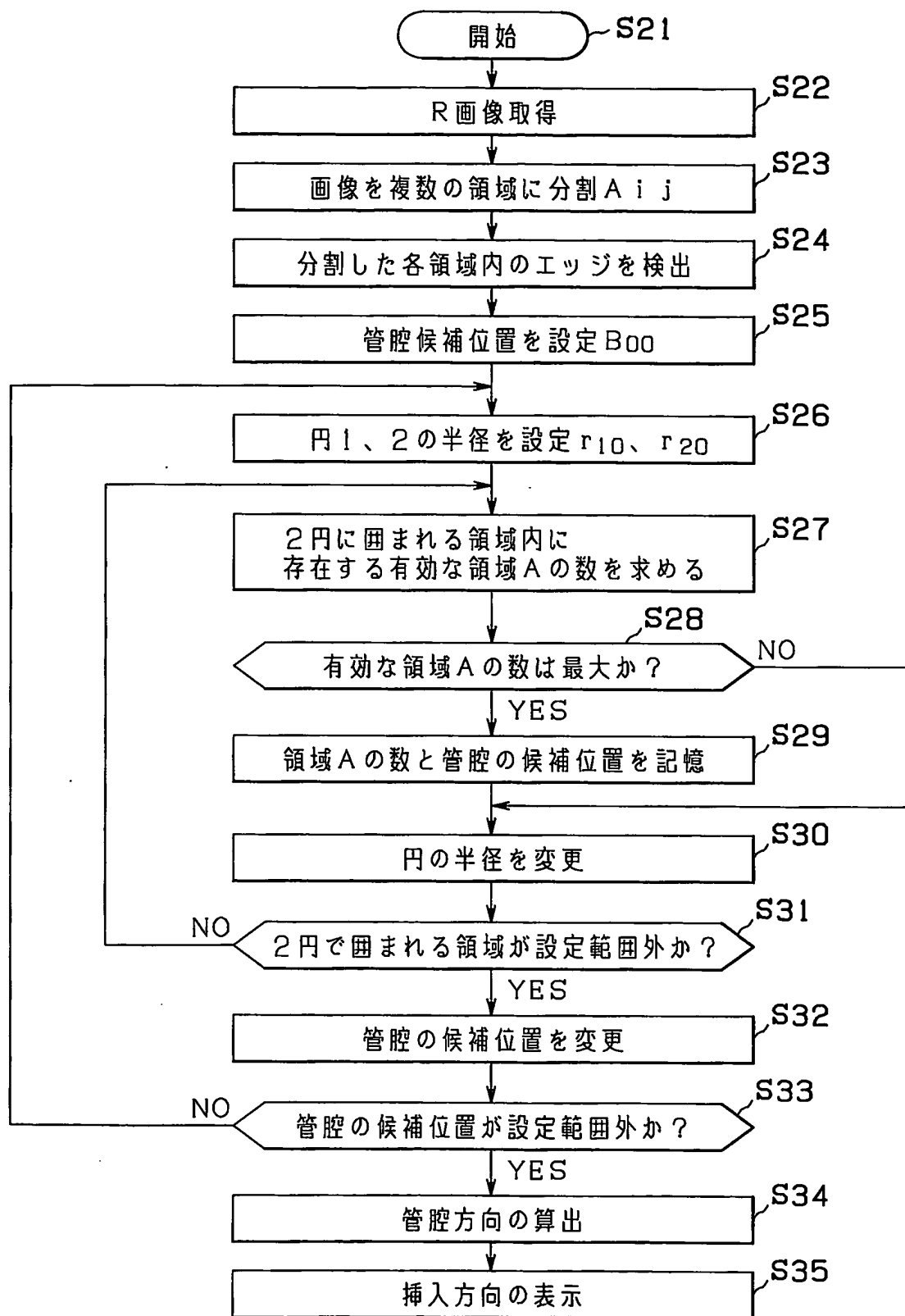


图 17

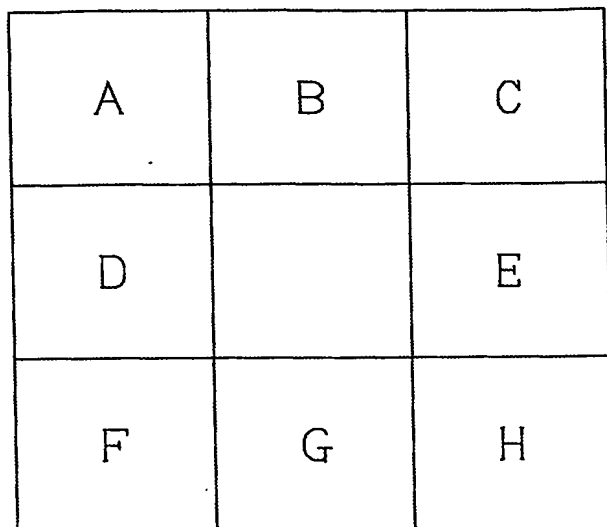


图 18

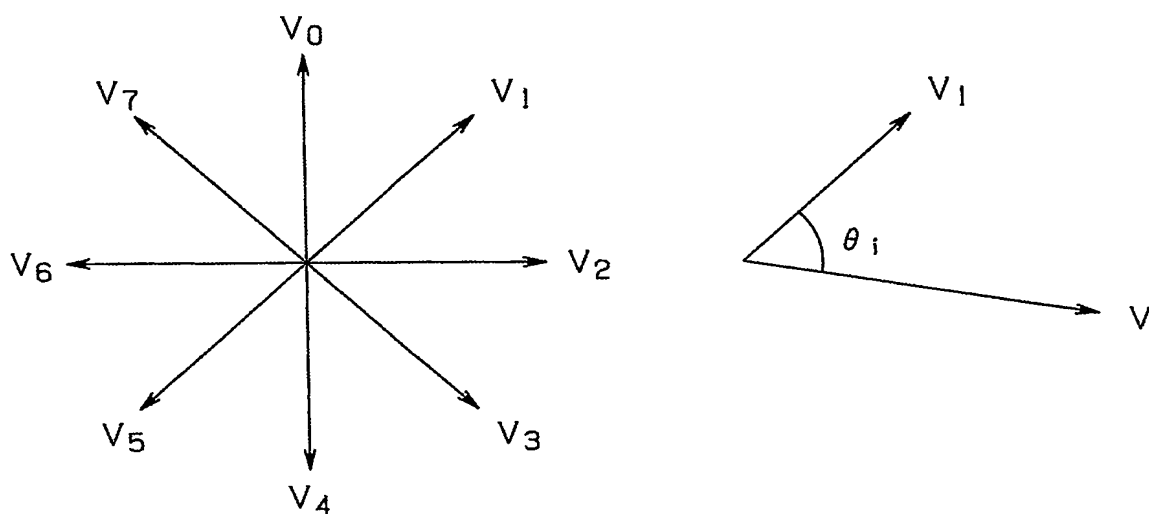


図 19

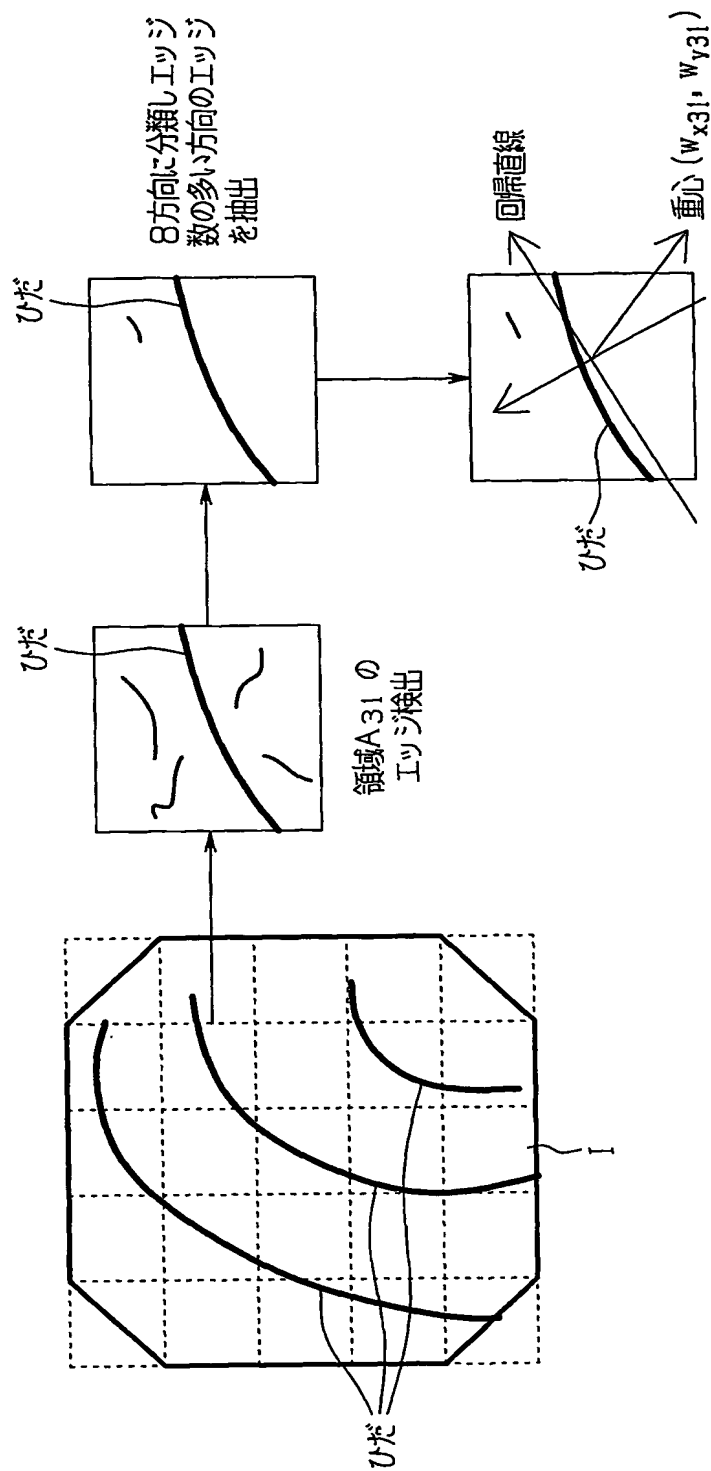


図 20

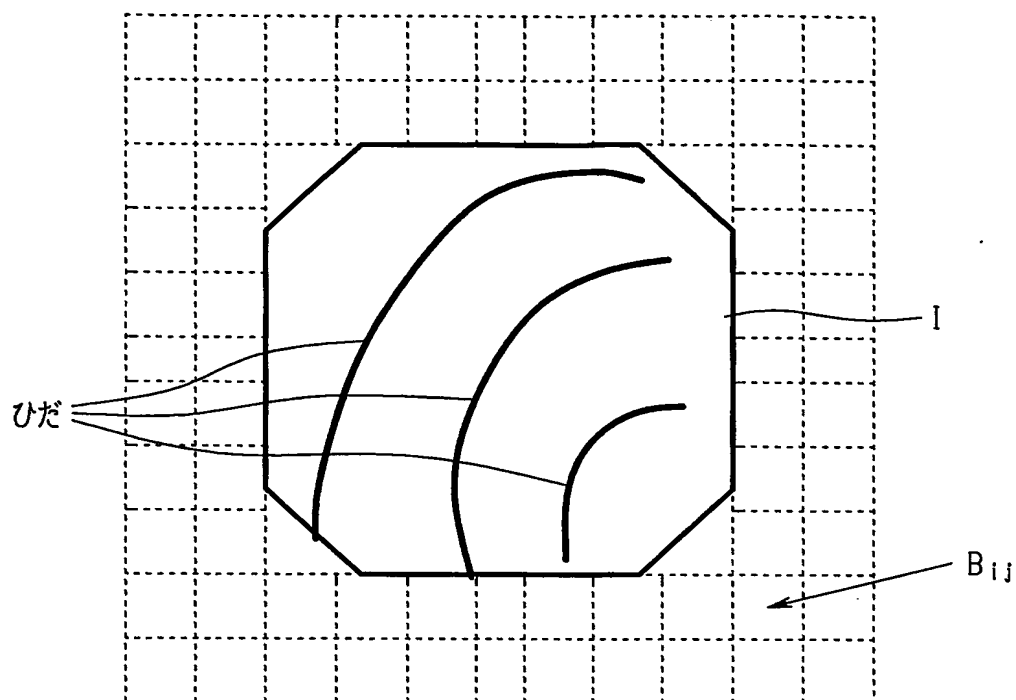


図 21

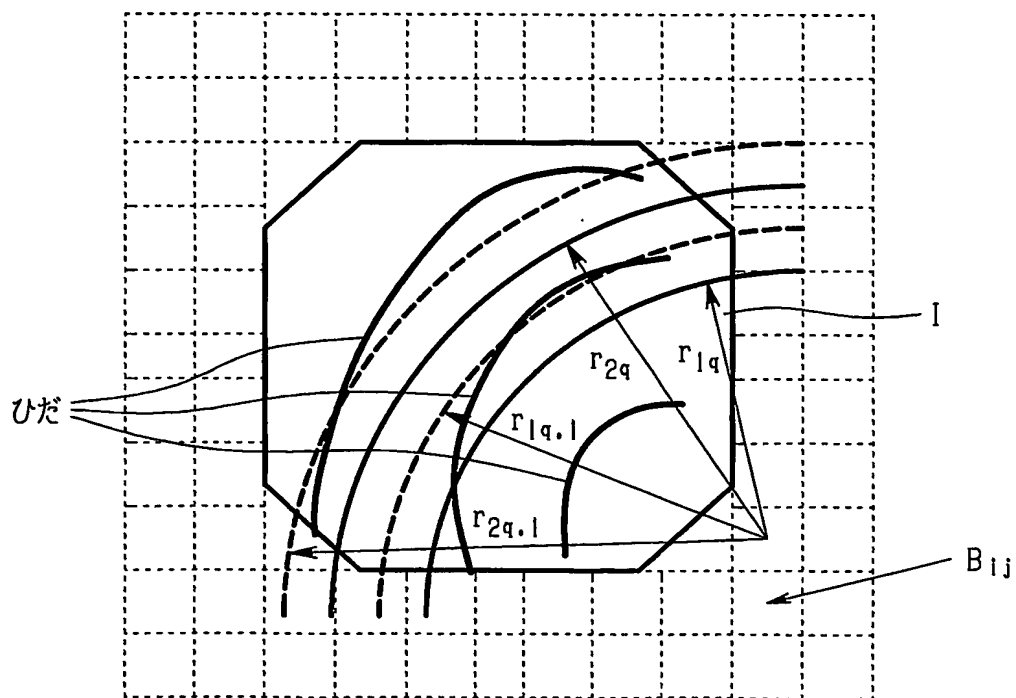
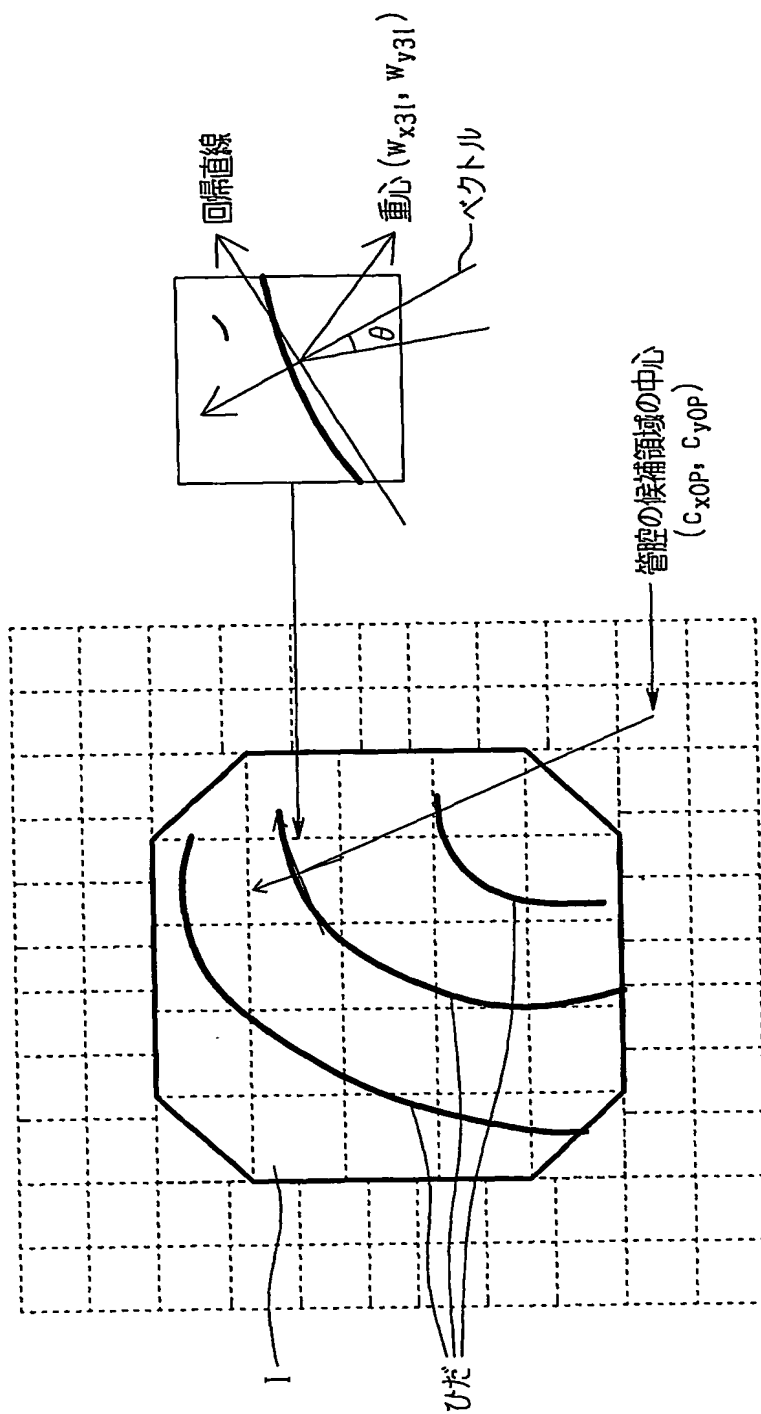


図 22



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/14711

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ A61B1/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ A61B1/00-1/32

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2003
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2003	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2003

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2-182231 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 16 July, 1990 (16.07.90), Full text; Figs. 1 to 31 & GB 2227836 A & US 4916533 A	3-8
P, A	JP 2003-93328 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 02 April, 2003 (02.04.03), Full text; Figs. 1 to 36 (Family: none)	3-8

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family
---	--

Date of the actual completion of the international search
11 December, 2003 (11.12.03)

Date of mailing of the international search report
24 December, 2003 (24.12.03)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/14711

Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:

because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☒ Claims Nos.: 1, 2, 9-20

because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

In claim 1, a passage "determining the shape of a specific region on the basis of the continuity of the distribution of pixels of a predetermined density" is stated. However, the meaning of "the continuity of the distribution of pixels", (Continued to extra sheet)

3. ☐ Claims Nos.:

because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.

3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.

☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/14711

Continuation of Box No. I-2 of continuation of first sheet(1)

the method of determining "the shape of the specific region" on the basis of "the continuity of the distribution of pixels", and the meaning of "the specific region" are also not clear.

Claim 9 defines "an endoscope insertion direction detecting method characterized by comprising image input means ..., pixel extracting means ..., pixel selecting means ..., insertion direction determining means ..., and displaying means ...". However it is not clear whether claims 9-20 define inventions of products or methods.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B1/00

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B1/00-1/32

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2003年
日本国登録実用新案公報	1994-2003年
日本国実用新案登録公報	1996-2003年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2-182231 A (オリンパス光学工業株式会社) 1990.07.16 全文、第1-31図 & GB 2227836 A & US 4916533 A	3-8
P, A	JP 2003-93328 A (オリンパス光学工業株式会社) 2003.04.02 全文、第1-36図 (ファミリーなし)	3-8

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

11.12.03

国際調査報告の発送日

24.12.03

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)
郵便番号100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

安田 明央



2W 9309

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

第I欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT17条(2)(a))の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
2. ☒ 請求の範囲 1, 2, 9-20 は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
 - ・請求の範囲1には、「所定の濃度値の画素の分布の連続性に基づき特定の領域の形状を求める」という記載があるが、「画素の分布の連続性」とは如何なる意味か不明であり、「画素の分布の連続性」に基づき「特定の領域の形状」をどのように求めるのか不明であり、「特定の領域」とは如何なる領域であるのかも不明である。
 - ・請求の範囲9には、「…画像入力手段と、…画素抽出手段と、…画素選択手段と、…挿入方向決定手段と、…表示手段と、を備えたことを特徴とする内視鏡挿入方向検出方法」という記載があるが、前記記載からは、請求の範囲9乃至20に係る発明が物の発明であるのか方法の発明であるのか不明である。
3. ☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第II欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。
☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。